

(19)



JAPANESE PATENT OFFICE

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **01217415 A**

(43) Date of publication of application: **31 . 08 . 89**

(51) Int. Cl.

G02B 23/26

A61B 1/04

A61B 1/06

G02B 23/24

(21) Application number: **63044707**

(22) Date of filing: **26 . 02 . 88**

(71) Applicant: **OLYMPUS OPTICAL CO LTD**

(72) Inventor:
NAKAMURA KAZUNARI
NISHIGORI TOSHIKI
ONODA FUMIYUKI
MIYAZAKI AKIHIKO
NAKAMURA TAKEAKI
OOAKI YOSHINAO
SUZUKI HIROMASA

(54) **LIGHT SOURCE DEVICE FOR ENDOSCOPE**

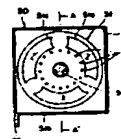
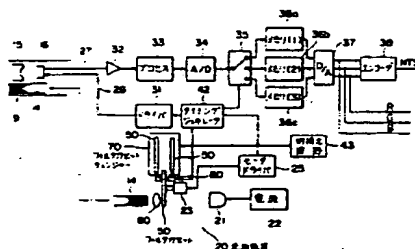
(57) Abstract:

PURPOSE: To supply various illuminating beams including face sequential beams capable of forming a color image and to obtain various images having different observation wave length areas or the like in accordance with an observing portion, an observing purpose or the like by switching filters by a filter switching means.

CONSTITUTION: The title device is provided with plural kinds of filters 51aW51c arranged so as to be optionally loaded/unloaded to/from the illuminating optical path of a light source 21 and including filters capable of separating beams projected from the light source 21 time sequentially at least into three wavelength areas capable of forming a color image and the filter switching means 43 capable of inserting one of the filters 51aW51c into the illuminating optical path. Thereby, plural kinds of illuminating beams including face sequential beams capable of forming a color image can be supplied by switching the filter by means of the filter switching means. Consequently, various illuminating beams can be supplied so that various images having different observation wavelength areas or

the like can be obtained in accordance with an observing portion, an observing purpose or the like.

COPYRIGHT: (C)1989,JPO&Japio



A 1-3

BEST AVAILABLE COPY

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

平1-217415

⑬ Int. Cl.⁴

G 02 B 23/26
A 61 B 1/04
1/06

識別記号

3 7 0

庁内整理番号

B-8507-2H
7305-4C
B-7305-4C※

⑭ 公開 平成1年(1989)8月31日

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全11頁)

⑮ 発明の名称 内視鏡用光源装置

⑯ 特 願 昭63-44707

⑰ 出 願 昭63(1988)2月26日

⑱ 発 明 者 中 村 一 成 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑲ 発 明 者 錦 織 俊 明 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

⑳ 発 明 者 小 野 田 文 幸 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパス光学工業株式会社内

㉑ 出 願 人 オリンパス光学工業株式会社 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

㉒ 代 理 人 弁理士 伊 藤 進
最終頁に続く

明 細 書

1. 発明の名称

内視鏡用光源装置

2. 特許請求の範囲

面順次式の撮像手段を備えた内視鏡に適合する照明光を供給可能な内視鏡用光源装置であって、光源と、この光源の照明光路に解放自在に設けられ、少なくとも前記光源から出射された光をカラー画像を形成可能な3つの波長領域に時系列的に分離可能なフィルタを含む複数種のフィルタと、前記複数種のフィルタのうちの1つを選択的に照明光路に挿入可能なフィルタ切換手段とを備えたことを特徴とする内視鏡用光源装置。

3. 発明の詳細な説明

〔産業上の利用分野〕

本発明は、観察波長領域等が異なる種々の画像が得られるように、種々の照明光を供給可能な内視鏡用光源装置に関する。

〔従来の技術と発明が解決しようとする問題点〕

近年、体腔内に細長の挿入部を挿入することに

より、体腔内臓器等を観察したり、必要に応じ如図具チャンネル内に挿通した如図具を用いて各種治療処置のできる内視鏡が広く利用されている。

また、電荷結合素子(CCD)等の固体撮像素子を撮像手段に用いた電子内視鏡も種々提案されている。

ところで、血液中のヘモグロビンの量や酸素飽和度の分布を知ることが、病態の早期発見等に役立つことが知られている。血液中のヘモグロビンの量や酸素飽和度を求める方法としては、例えば、実開昭61-151705号公報に示されるように、血液中のヘモグロビンに関連のある複数の特定の波長領域の画像から求める方法がある。

しかしながら、前記従来例に示されるカメラでは、観察波長領域が固定されているため、一般的に可視領域の画像が得られず、また、観察部位や観察目的等に応じた最適な観察を行うことができなかった。

また、例えば特開昭56-3033号公報には、可視領域以外の領域、例えば赤外波長領域では色

波の変化が大きくなるものもあることに着目して、少なくとも一つの赤外波長領域を持つ分光光を時系列的に導光して被観察体を照明し、被観察体からの反射光を固体撮像装置に結像させ、電気信号に変換し、波長領域に応じて電気信号を処理し、特定の色信号により波長領域の画像を表示するようにした技術が開示されている。この従来例によれば、赤外波長領域で得られる不可視情報を可視情報に変換することができ、例えば癌部と正常部の識別を迅速、容易に行うことが可能になる。

しかしながら、この従来例においても、観察波長領域が固定されているため、例えば、赤外光を利用した場合には、一般的な可視領域の画像が得られず、一般画像と特殊画像の比較が困難であり、また、他の波長領域に特徴のある被観察体については効果がない等の問題点がある。

面順次式で撮像する内視鏡装置の場合、面順次の照明光の波長領域を変えることにより、上述のような特殊画像を得ることが可能になるが、面順次式の内視鏡に対する従来の光源装置では、照明

光を供給できるようにしたものである。

〔実施例〕

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

第1図ないし第15図は本発明の一実施例に係り、第1図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、第2図は内視鏡装置の全体を示す側面図、第3図は回転フィルタを示すためのフィルタカセットの断面図、第4図は第3図のA-A'線断面図、第5図はフィルタカセットチェンジャースの斜視図、第6図はフィルタカセットチェンジャースの平面図、第7図はフィルタカセットチェンジャースの背面側を示す斜視図、第8図は第6図のB-B'線断面図、第9図は通常観察用の回転フィルタの各フィルタの透過特性を示す説明図、第10図及び第11図は特殊画像用の回転フィルタの各フィルタの透過特性を示す説明図、第12図及び第13図はヘモグロビンの酸素飽和度の変化による血液の吸光度の変化を示す説明図、第14図は通常観察用の回転フィルタの他の例を示すためのフィルタカ

光を時系列的に分離する回転フィルタが、照明光路内に固定されているため、照明光の種類を切換えるためには、光源装置を換えなくてはならなかった。

〔発明の目的〕

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、観察部位や観察目的等に応じて観察波長領域等が異なる種々の画像が得られるように、種々の照明光を供給できるようにした内視鏡用光源装置を提供することを目的としている。

〔問題点を解決するための手段及び作用〕

本発明の内視鏡用光源装置は、光源と、この光源の照明光路に挿脱自在に設けられ、少なくとも前記光源から出射された光をカラー画像を形成可能な3つの波長領域に時系列的に分離可能なフィルタを含む複数種のフィルタと、前記複数種のフィルタのうちの1つを選択的に照明光路に挿入可能なフィルタ切換手段とを備え、フィルタ切換手段によってフィルタを切換えることにより、カラー画像を形成可能な面順次光を含む複数種の照明

セットの断面図、第15図は本実施例の変形例における回転フィルタを示すためのフィルタカセットの断面図である。

第2図に示すように、本実施例の光源装置に接続される電子内視鏡1は、細長で例えば可撓性の挿入部2を有し、この挿入部2の先端に太径の操作部3が連設されている。前記操作部3の先端部からは側方に可撓性のケーブル4が延設され、このケーブル4の先端部にコネクタ5が設けられている。前記電子内視鏡1は、前記コネクタ5を介して、光源装置及び信号処理回路が内蔵されたビデオプロセッサ6に接続されるようになっている。さらに、前記ビデオプロセッサ6には、モニター7が接続されるようになっている。

前記挿入部2の先端側には、硬性の先端部9及びこの先端部9に隣接する後方側に湾曲可能な湾曲部10が順次設けられている。また、前記操作部3に設けられた湾曲操作ノブ11を回動操作することによって、前記湾曲部10を左右方向あるいは上下方向に湾曲できるようになっている。ま

た、前記操作部3には、前記挿入部2内に設けられた如置具チャンネルに連通する挿入口12が設けられている。

第1図に示すように、電子内視鏡1の挿入部2内には、照明光を伝達するライトガイド14が挿通されている。このライトガイド14の先端面は、挿入部2の先端部9に配置され、この先端部9から照明光を出射できるようになっている。また、前記ライトガイド14の入射端側は、ユニバーサルコード4内に挿通されてコネクタ5に接続されている。また、前記先端部9には、対物レンズ系15が設けられ、この対物レンズ系15の結像位置に、固体撮像素子16が配設されている。この固体撮像素子16は、可視領域を含め紫外領域から赤外領域に至る広い波長域で感度を有している。前記固体撮像素子16には、信号線26、27が接続され、これら信号線26、27は、前記挿入部2及びユニバーサルコード4内に挿通されて前記コネクタ5に接続されている。

一方、ビデオプロセッサ6内に設けられた光電

装置20は、紫外光から赤外光に至る広帯域の光を発光するランプ21を備えている。このランプ21としては、一般的なキセノンランプやストロボランプ等を用いることができる。前記キセノンランプやストロボランプは、可視光のみならず紫外光及び赤外光を大量に発光する。このランプ21は、電圧部22によって電力が供給されるようになっている。前記ランプ21の前方には、複数(図では3つの場合を示している。)のフィルタカセット50が設けられている。このフィルタカセット50は、フィルタカセットチェンジャー70によって、選択的に照明光路に挿入されるようになっている。また、前記フィルタカセットチェンジャー70は、切換え回路43からの制御信号によって制御されるようになっている。また、各フィルタカセット50は、回転フィルタ51を有し、照明光路に挿入されたときには、前記回転フィルタ51が、モータ23に連結され、このモータ23によって回転されるようになっている。このモータ23は、モータドライバ25によって回

転が制御されて駆動されるようになっている。

前記フィルタカセット50の構成を第3図及び第4図を用いて説明する。

第3図に示すように、回転フィルタ51には、3つのフィルタ51a、51b、51cが、周方向に沿って配列されている。通常観察用の回転フィルタの場合には、前記各フィルタ51a、51b、51cは、それぞれ、第9図に示すような赤(R)、緑(G)、青(B)の各波長領域の光を透過するフィルタになっている。前記各フィルタ51a、51b、51cの内周側には、回転フィルタ51の回転位置検出用の複数の孔53が、周方向に沿って配列されている。また、第4図に示すように、前記回転フィルタ51は、フィルタカセット50のハウジング52内に収納され、回転フィルタ51の回転軸54は、前記ハウジング52の中央部に設けられた玉軸受55、55によって回転自在に支持されている。

前記ハウジング52の正面板52a及び背面板52bには、互いに対向し、且つ、前記回転フィ

ルタ51の各フィルタ51a、51b、51cとも対向する位置に、窓56、56が設けられ、ランプ21から出射された光が、この窓56、56及び各フィルタ51a、51b、51cを透過できるようになっている。また、前記正面板52a及び背面板52bには、互いに対向し、且つ、前記回転フィルタ51の回転位置検出用の孔53とも対向する位置に、窓57、57が設けられている。一方の窓57の外側には、発光素子61が配設され、他方の窓57の外側には、フォトセンサ62が配設され、これら発光素子61とフォトセンサ62とで回転エンコーダ60が構成されている。すなわち、発光素子61から発光され、孔53を通過した光が、フォトセンサ62で受光され、このフォトセンサ62の出力が、システム全体のタイミングを作るタイミングジェネレータ42に入力されるようになっている。

また、前記回転フィルタ51の回転軸54は、ハウジング52の背面板52b側より後方に突出されている。一方、前記モータ23の出力軸の端

部には、クラッチ64が設けられ、前記クラッチ64を介して、前記回転フィルタ51の回転軸54とモータ23の出力軸とが連結されるようになっている。

また、前記ハウジング52の底部のフィルタカセットチェンジャー70側の端部には、下側に突出するつまみ65が設けられている。

前記回転フィルタ51としては、第9図に示すような透過特性を有するフィルタが配列された通常観察用の回転フィルタの他に、例えば、次のような特殊画像用の回転フィルタが用意されている。

1つの回転フィルタは、3つのフィルタ51a、51b、51cが、いずれも第10図に示すような805nmを中心とする狭帯域を透過する回転フィルタ(以下、これを805nm単波長型回転フィルタと呼ぶ。)である。

他の回転フィルタは、3つのフィルタ51a、51b、51cのうちの2つが、第11図に示すように、500nmを中心とする狭帯域を透過するフィルタと、650nmを中心とする狭帯域を

透過するフィルタである回転フィルタ(以下、これをヘモグロビン量観察型回転フィルタと呼ぶ。)である。

更に他の回転フィルタは、3つのフィルタ51a、51b、51cの透過する波長域が、ヘモグロビンの酸素飽和度(以下、 SO_2 とも記す。)の変化により血液の吸光度の変化する波長と、その波長の近傍であって、 SO_2 の変化による血液の吸光度の変化の少ない2つの波長である回転フィルタ(以下、これを SO_2 観察型回転フィルタと呼ぶ。)である。第13図は、500~650nm付近における SO_2 の変化による血液の吸光度(散乱反射スペクトル)の変化を示している。この帯域における SO_2 観察型回転フィルタの各フィルタの透過波長域としては、例えば、569nm、577nm、585nmの組が選択される。尚、 SO_2 観察型回転フィルタの各フィルタの透過波長域の組み合わせは、第13図に示すものに限らない。第12図は、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの分光吸光特性を示している

が、この図から分かるように、 SO_2 観察型回転フィルタの各フィルタの透過波長域の組み合わせ、すなわち、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの吸光度が略等しい2波長域と、オキシヘモグロビンとデオキシヘモグロビンの吸光度の差の大きい波長域の組み合わせは、幾つか選択可能である。

また更に他の回転フィルタは、第14図に示すように、通常観察用であるが、R、G、Bの各フィルタ51a、51b、51cの開口角を変化(第14図では、小さくした例を示す。)させた回転フィルタ(以下、これを開口角変化型回転フィルタと呼ぶ。)である。

このような種々の回転フィルタ51は、それぞれ、別個のフィルタカセット50のハウジング52内に収納されている。

次に、第5図ないし第8図を用いて、前記フィルタカセットチェンジャー70の構成を説明する。

第5図に示すように、フィルタカセットチェンジャー70は、複数(図では3つの場合を示して

いる。)のフィルタカセット50を収納可能なカセットユニット71を備えている。このカセットユニット71には、光軸24で示す照明光路側で開口する例えばは3つのカセット収納部72が形成され、各カセット収納部72に、前述の複数種のフィルタカセット50が収納されている。前記カセットユニット71の底部には、照明光路の光軸24と平行に配置されたナット73が取り付けられている。このナット73には、カセットチェンジャーモータ75によって回転されるパイプスクリュー76が螺入されている。前記モータ75は、移動しないように、所定の位置に固定されている。そして、前記モータ75によってパイプスクリュー76を回転させることにより、第6図に示すように、ナット73と共にカセットユニット71を照明光路の光軸24と平行な方向に前後動でせるようになっている。

第8図に示すように、前記カセットユニット71の各カセット収納部72内の上部及び下部には、レール77、77が設けられ、前記フィルタカセ

ット50は、このレール77、77に沿って移動し、照明光路に挿脱されるようになっている。また、前記フィルタカセット50のつまめ65は、下部側のレール77より下側に突出され、このつまめ65には、一端がカセット収納部72の奥部に固定された引っ張りばね78の他端が取付けられている。そして、このばね78によって、フィルタカセット50をカセット収納部72内に収納する方向に付勢している。

また、第7図に示すように、前記カセットユニット71の反照明光路側の面の下部には、全てのカセット収納部72に連通し、照明光路の光軸24と平行な長孔80が形成されている。この長孔80には、前記光軸24に対して垂直に配置され、モータ81によって回転されるパイプスクリュー82が挿入されている。第8図に示すように、このパイプスクリュー82には、カセットユニット71内において、ナット83が嵌合されている。このナット83は、回転が規制されて、前記パイプスクリュー82の回転によって移動されると共

に、前記フィルタカセット50のつまめ65に当接するようになっている。前記モータ81は、移動しないように、所定の位置に固定されている。そして、前記モータ81によってパイプスクリュー82を回転させることにより、ナット83と共に、フィルタカセット50を移動させて照明光路に挿脱できるようになっている。尚、フィルタカセット50を照明光路から退避させる方向に移動する場合には、ナット83を後退させることにより、ばね78の引っ張り力により、フィルタカセット50が後退する。

次に、フィルタカセットチェンジャー70の動作について説明する。

まず、モータ75を回転させることにより、希望するフィルタカセット50がナット83によって移動可能な位置にくるように、カセットユニット71を移動させる。次に、モータ81を回転させることにより、希望するフィルタカセット50のつまめ83に当接するナット83を照明光路側に前進させ、フィルタカセット50を押し出す。その

結果、第5図及び第6図に示すように、窓52a、52bが、照明光路に介装される位置に、フィルタカセット50が配置される。この状態において、回転フィルタ回転用のモータ23の出力軸に設けられたクラッチ64が、回転フィルタ51の回転軸54に連結される。尚、前記クラッチ64と回転軸54の連結の際には、モータ23をフィルタカセット50側に移動するようにしても良いし、あるいは磁石を利用してクラッチ64と回転軸54とを連結するようにしても良い。

次に、フィルタカセット50を照明光路から退避させる場合には、モータ81を回転させ、ナット83を後退させることにより、ばね78の引っ張り力により、フィルタカセット50が後退し、カセット収納部72に収納される。

第1図に示すように、前記フィルタカセットチェンジャー70によって選択され、照明光路に介装されたフィルタカセット50の回転フィルタ51を透過した光は、集光レンズ88で集光されて、ライトガイド14の入射端に入射され、このライ

トガイド14を介して先端部9に導かれ、この先端部9から出射されて、観察部位を照明するようになっている。

この照明光による観察部位からの戻り光は、対物レンズ系15によって、固体撮像素子16上に結像され、光電変換されるようになっている。この固体撮像素子16には、前記信号線26を介して、前記ビデオプロセッサ6内のドライバ回路31からの駆動パルスが印加され、この駆動パルスによって読み出し、転送が行われるようになっている。この固体撮像素子16から読み出された映像信号は、前記信号線27を介して、前記ビデオプロセッサ6内または電子内視鏡1内に設けられたプリアンプ32に入力されるようになっている。このプリアンプ32で増幅された映像信号は、プロセス回路33に入力され、γ補正及びホワイトバランス等の信号処理を施され、A/Dコンバータ34によって、デジタル信号に変換されるようになっている。このデジタルの映像信号は、セレクト回路35によって、例えば赤(R)、緑(G)

、青(B)の各色に対応する3つのメモリ(1)36a、メモリ(2)36b、メモリ(3)36cに選択的に記憶されるようになっている。前記メモリ(1)36a、メモリ(2)36b、メモリ(3)36cは、同時に読み出され、D/Aコンバータ37によって、アナログ信号に変換され、R、G、B色信号として出力されると共に、エンコーダ38に入力され、このエンコーダ38からNTSCコンポジット信号として出力されるようになっている。

そして、前記R、G、B色信号または、NTSCコンポジット信号が、カラーモニタ7に入力され、このカラーモニタ7によって、観察部位がカラー表示されるようになっている。

また、前記タイミングジェネレータ42によって、モータドライバ25、ドライバ回路31、セレクト回路35等の各回路部の同期が取られている。

本実施例では、切換え回路43にて、フィルタカセットチェンジャー70を制御し、通常観察用

回転フィルタ51を内蔵したフィルタカセット50を、照明光路に介装すると、前記ランプ21から出射された光は、このフィルタカセット50内の通常観察用の回転フィルタ51のR、G、Bを透過するフィルタ51a、51b、51cを順次透過して、R、G、Bの各波長領域の光に時系列的に分割される。そして、このR、G、Bの光が、ライトガイド14を介して、先端部9に伝達され、被写体に照射される。この可視領域におけるR、G、Bの面順次照明光による被写体からの戻り光は、対物レンズ系15によって固体増像素子16上に結像され、この固体増像素子16によって被写体像が観像される。従って、モニタ7には、通常の可視画像がカラー表示される。

一方、前記切換え回路43にて、フィルタカセットチェンジャー70を制御し、他の特殊画像用回転フィルタ51が内蔵されたフィルタカセット50を照明光路中に介装すると、回転フィルタ51の種類に応じて、次のような画像が得られる。

まず、805nm単波長型回転フィルタを選択

すると、R、G、Bの全タイミングで、805nmを中心とする狭帯域の光が、この回転フィルタを透過し、805nmを中心とする狭帯域における被写体の画像が得られる。ところで、赤外線吸収色素であるICG(indocyanine green)を混入した血液は、805nmに最大吸収を有する。そこで、例えば、静脈注射により、血液中に前記ICGを混入し、前記805nmを中心とする狭帯域における被写体の画像を観察することにより、IIbの癌や、粘膜下の血管の走行状態等の観察が可能となる。

また、ヘモグロビン量観察型回転フィルタを選択すると、500nmを中心とする狭帯域における被写体の画像と、650nmを中心とする狭帯域における被写体の画像とが得られる。第13図に示すように、500nm近傍と650nm近傍とでは血液の吸光度の差が大きい。従って、この2つの波長域における吸光度との差より、ヘモグロビン量の変化を観察することができる。

また、SO₂観察型回転フィルタを選択した場

合には、569nm、577nm、585nmの各波長域の画像が得られる。第13図に示すように、569nm、585nmは、SO₂の変化によって血液の吸光度がほとんど変化しない波長であり、577nmは、SO₂の変化によって血液の吸光度が変化する波長である。従って、この3つの波長域の画像によって、SO₂の変化を観察することができる。

また、フィルタの開口角度を小さくした開口角変化型回転フィルタを選択した場合には、R、G、Bの各々についてぶれの少ない画像が得られる。尚、R、G、B画における色ずれは、補正することが可能である。

また、照明光路に、いずれのフィルタカセット50も介装しない場合には、白色光を出力することができ、ファイバスコープ等の肉眼観察が可能な内視鏡や同時式の観像手段を有する内視鏡に対しても、適合する照明光を供給することができる。

このように、本実施例によれば、フィルタカセットチェンジャー70によって、照明光路に介装

されるフィルタカセット50を切換えることにより、面順次照明光の組み合わせを、複数の組み合わせの中から選択することができる。従って、観察部位や観察目的等に応じて波長領域等が異なる種々の組み合わせの面順次照明光を供給できる。そして、この種々の組み合わせの面順次照明光によって、種々の画像、例えば、通常画像、癌や血管の走行状態を示す画像、ヘモグロビン濃の変化を示す画像、ヘモグロビンの酸素飽和度の変化を示す画像、R、G、Bの各々についてぶれの少ない画像を得ることが可能になる。

尚、回転フィルタ51の各フィルタ51a、51b、51cの開口角を変化させる場合、ホワイトバランスを取る等のために、R、G、Bの各フィルタの開口角が均等ではなく、例えば第15図に示すように、異なるようにしても良い。この図に示す例では、Rを透過するフィルタ51aが、他のGを透過するフィルタ51b、Bを透過するフィルタ51cに比べて、開口角が小さくなっている。

ンサ91を取り付けている。このように回転フィルタ51のバランスを取ることににより、回転フィルタ51の回転の立上がりがスムーズになり、且つ、回転が安定する。

尚、本発明は、上記実施例に限定されず、例えば、回転フィルタ51は、各フィルタ51a、51b、51cとして、赤外帯域や紫外帯域における異なる3波長領域を透過するフィルタを設けたものであっても良い。このような回転フィルタによって、赤外帯域や紫外帯域における被写体像が観察可能となる。また、回転フィルタではなく、常に所定の光を透過するフィルタを内蔵したフィルタカセットを設けても良い。

また、フィルタカセットを交換する機構は、実施例に示すものに限らず、交換可能なフィルタカセットの数も任意である。また、回転フィルタをフィルタカセットに内蔵することなく、交換可能にしても良い。

また、各フィルタカセット内に、回転フィルタと共に、モータ及び回転エンコーダを設けても良

ところで、回転フィルタ51の枠体90には、アルミニウム等が用いられ、各フィルタ51a、51b、51cにはガラス等が用いられるが、枠体90と各フィルタ51a、51b、51cの比重が異なる場合、第15図に示すように各フィルタ51a、51b、51cの開口角が異なるようにすると、回転フィルタ51がアンバランスになってしまう。このように、バランスの悪い回転フィルタ51を駆動すると、なかなか安定せず、また、フィードバック制御が働かないことがある。

そこで、第15図に示す変形例では、回転フィルタ51の枠体90の一部に、バランス91を取り付けることによって、バランスを取るようになっている。前記バランス91の位置及び重量は、バランス91を取り付ける前の回転フィルタ51の重心の位置等に応じて設定される。第15図に示す例では、枠体90の比重が各フィルタ51a、51b、51cの比重よりも大きいので、重心が回転中心よりもR透過フィルタ51a側に偏位しているので、このフィルタ51aの反対側にバラ

い。

尚、本発明は、被観察体の反射光を受光する内視鏡に限らず、被観察体を透過した光を受光して観察する内視鏡に対しても適用することができる。

また、本発明は、挿入部の先端部に固体撮像素子を有する電子内視鏡に限らず、ファイバ스코ープ等内視鏡観察が可能な内視鏡の接眼部に、あるいは、前記接眼部と交換して、テレビカメラを接続して使用する内視鏡装置に対しても適用することができる。

〔発明の効果〕

以上説明したように本発明によれば、フィルタ切換手段によってフィルタを切換えることにより、カラー画像を形成可能な面順次光を含む種々の照明光を供給することができ、観察部位や観察目的等に応じて観察波長領域等が異なる種々の画像を得ることが可能になるという効果がある。

4. 図面の簡単な説明

第1図ないし第15図は本発明の一実施例に係り、第1図は内視鏡装置の構成を示すブロック図、

第2図は内視鏡装置の全体を示す側面図、第3図は回転フィルタを示すためのフィルタカセットの断面図、第4図は第3図のA-A'線断面図、第5図はフィルタカセットチェンジャーの斜視図、第6図はフィルタカセットチェンジャーの平面図、第7図はフィルタカセットチェンジャーの背面側を示す斜視図、第8図は第6図のB-B'線断面図、第9図は通常観察用の回転フィルタの各フィルタの透過特性を示す説明図、第10図及び第11図は特殊面像用の回転フィルタの各フィルタの透過特性を示す説明図、第12図及び第13図はヘモグロビンの酸素飽和度の変化による血液の吸光度の変化を示す説明図、第14図は通常観察用の回転フィルタの他の例を示すためのフィルタカセットの断面図、第15図は本実施例の変形例における回転フィルタを示すためのフィルタカセットの断面図である。

- 1…電子内視鏡 6…ビデオプロセッサ
20…光源装置 21…ランプ
50…フィルタカセット

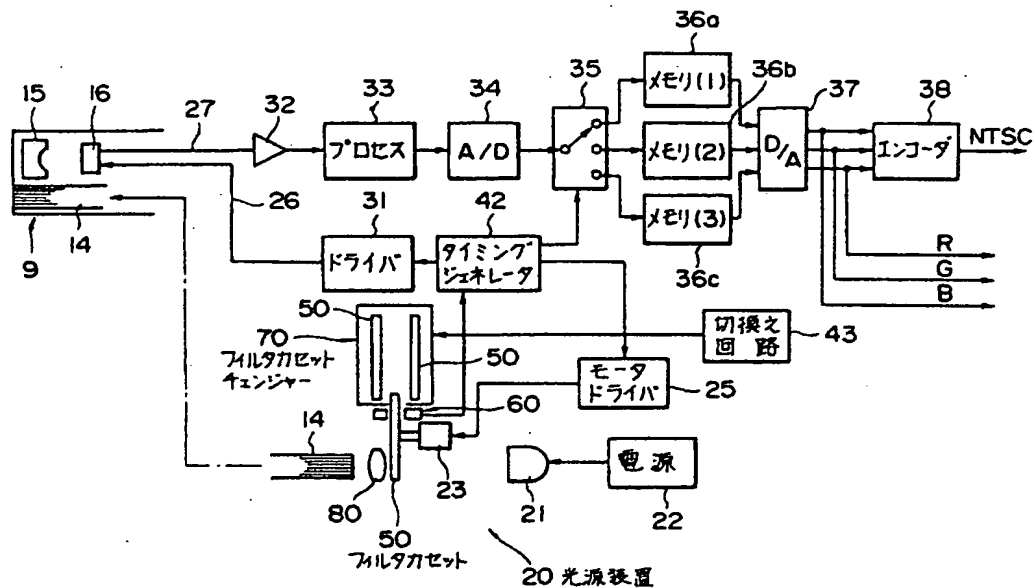
51…回転フィルタ

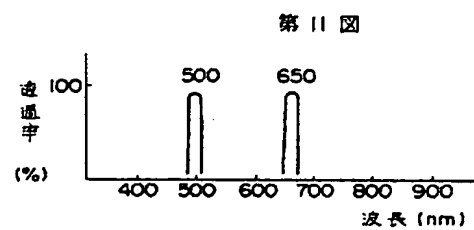
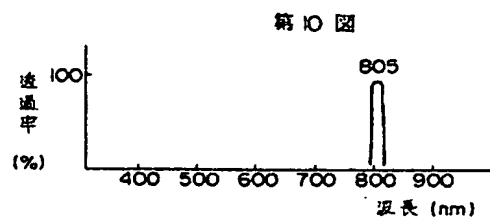
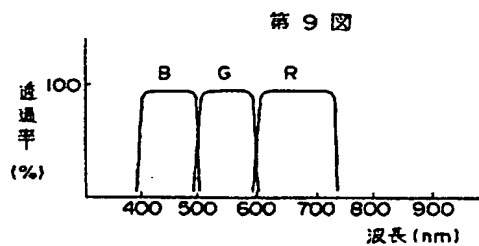
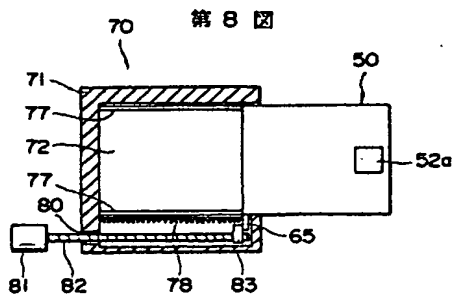
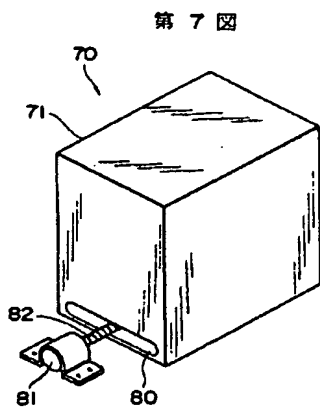
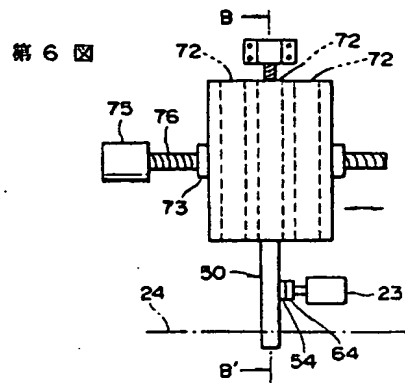
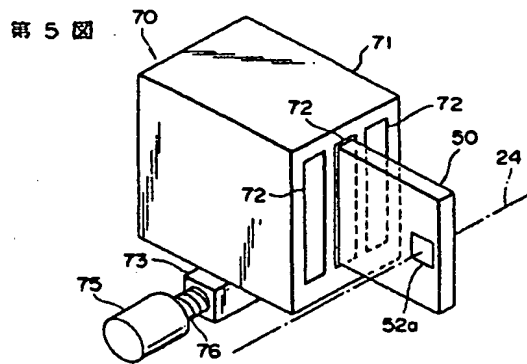
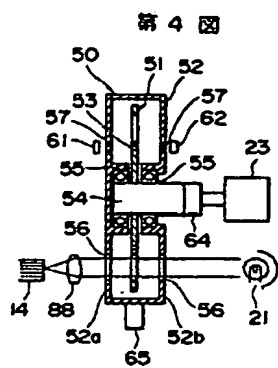
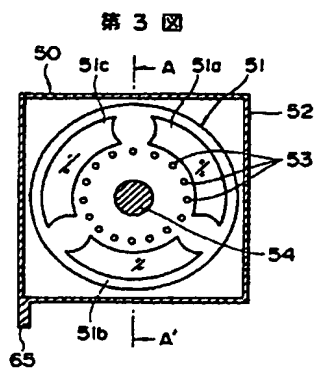
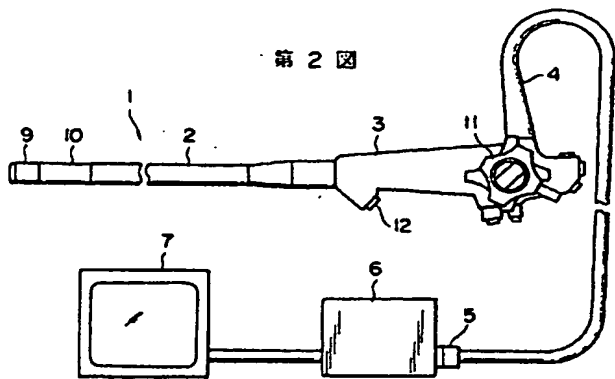
70…フィルタカセットチェンジャー

代理人 井理士 伊藤 進

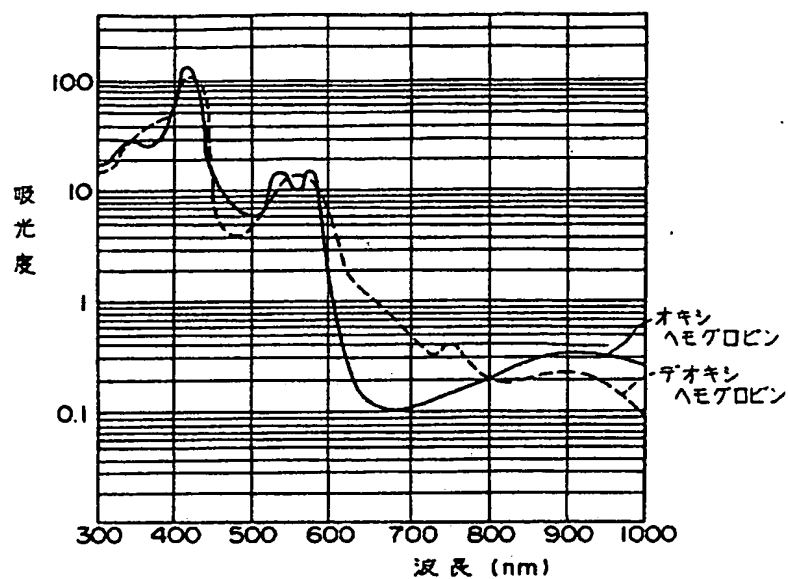


第1図

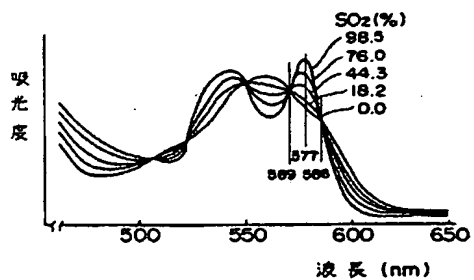




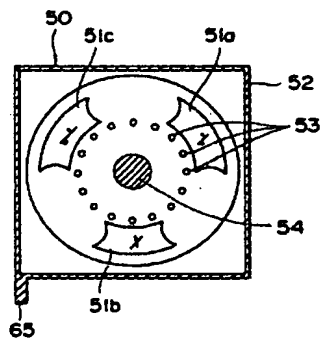
第12図



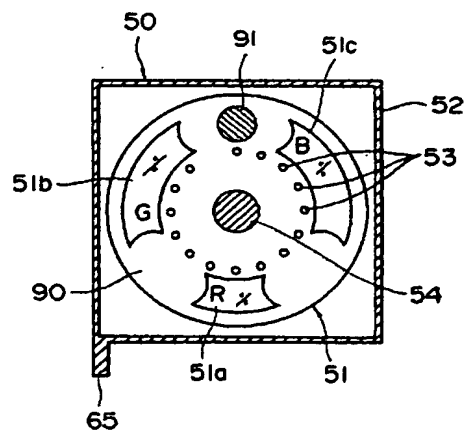
第13図



第14図



第15図



第1頁の続き

⑤Int.Cl.⁴

G 02 B 23/24

識別記号

庁内整理番号

B-8507-2H

⑫発明者	宮崎	昭彦	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内
⑬発明者	中村	剛明	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内
⑭発明者	大明	義直	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内
⑮発明者	鈴木	博雅	東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号	オリンパス光学工業株式会社内